



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 102695450 B

(45)授权公告日 2017.02.15

(21)申请号 201180004166.5

(22)申请日 2011.10.28

(65)同一申请的已公布的文献号  
申请公布号 CN 102695450 A

(43)申请公布日 2012.09.26

(30)优先权数据  
2010-245605 2010.11.01 JP

(85)PCT国际申请进入国家阶段日  
2012.04.10

(86)PCT国际申请的申请数据  
PCT/JP2011/074990 2011.10.28

(87)PCT国际申请的公布数据  
W02012/060304 JA 2012.05.10

(73)专利权人 国立研究开发法人量子科学技术  
研究开发机构  
地址 日本千叶  
专利权人 东芝医疗系统株式会社

(72)发明人 菅野岩 小畠隆行 山谷泰贺  
冈本和也 高山卓三 山形仁

(74)专利代理机构 中国国际贸易促进委员会专  
利商标事务所 11038

代理人 张靖琳

(51)Int.Cl.  
A61B 5/055(2006.01)  
G01T 1/161(2006.01)

(56)对比文件  
WO 2010/103644 A1,2010.09.16,说明书第  
27-29段,图1.

CN 1839757 A,2006.10.04,说明书第6-8  
页,图1,图3.

CN 101254100 A,2008.09.03,说明书第5页  
第3,6段,图1,图2.

审查员 王京阳

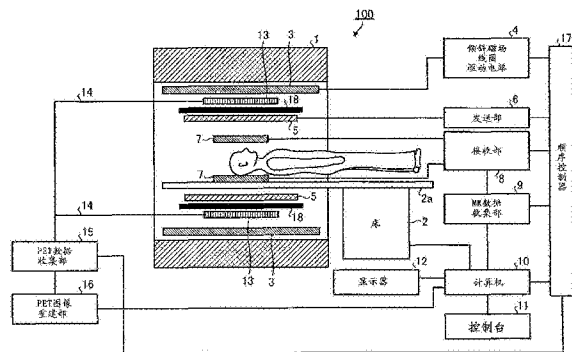
权利要求书1页 说明书4页 附图6页

(54)发明名称

PET-MRI装置

(57)摘要

在实施方式的PET-MRI装置中,发送用高频线圈对置于静磁场内的被检体施加高频磁场。检测部形成环状,并被配置在发送用高频线圈的外周侧,具有以隔着静磁场的磁场中心的方式在孔的轴方向上空出间隔地配置的至少两个PET检测部,并检测从被投放给被检体的正电子发射核素放射出的伽马射线。高频屏蔽部形成略圆筒状,并配置在发送用高频线圈与检测部之间,遮蔽由发送用高频线圈发生的高频磁场。



1. 一种PET-MRI装置,其特征在于,具备:
  - 静磁场磁铁,使略圆筒状的孔内发生静磁场;
  - 发送用高频线圈,对置于上述静磁场内的被检体施加高频磁场;
  - 倾斜磁场线圈,对上述被检体施加倾斜磁场;
  - 接收用高频线圈,检测由于施加上述高频磁场以及上述倾斜磁场而从上述被检体放射的磁共振信号;
  - MR图像重建部,根据由上述接收用高频线圈检测到的磁共振信号来重建MR图像;
  - 环状的检测部,被配置在上述发送用高频线圈的外周侧,具有以隔着上述静磁场的磁场中心的方式在上述孔的轴方向空出间隔地配置的至少两个PET检测部,检测从被投放给上述被检体的正电子发射核素放射出的伽马射线;
  - PET图像重建部,根据基于由上述检测部检测到的伽马射线而生成的投影数据来重建PET图像;
  - 略圆筒状的第1高频屏蔽部,被配置在上述检测部的外周侧;以及
  - 略圆筒状的第2高频屏蔽部,被配置在上述发送用高频线圈与上述检测部之间,遮蔽由上述发送用高频线圈发生的高频磁场,
  - 上述第2高频屏蔽部形成为覆盖上述检测部的露出面的整体,
  - 未配置上述检测部的上述磁场中心附近的上述第1高频屏蔽部与上述发送用高频线圈之间的距离比形成在关于上述孔的轴方向从上述磁场中心附近离开地配置的上述检测部的上述第2高频屏蔽部与上述发送用高频线圈之间的距离长。
2. 根据权利要求1所述的PET-MRI装置,其特征在于,
  - 上述第2高频屏蔽部被配置在上述检测部的内周侧。
3. 根据权利要求1所述的PET-MRI装置,其特征在于,
  - 与上述检测部连接的信号线被布线在上述第1高频屏蔽部的外周侧。
4. 根据权利要求1所述的PET-MRI装置,其特征在于,
  - 与上述检测部连接的信号线被布线在上述第1高频屏蔽部的内周侧,
  - 该信号线是同轴电缆,外侧的导体与上述第1高频屏蔽部电连接。
5. 根据权利要求1所述的PET-MRI装置,其特征在于,
  - 与上述检测部连接的信号线被布线在上述第1高频屏蔽部的内周侧,
  - 该信号线由第3高频屏蔽部覆盖。

## PET-MRI 装置

### 技术领域

[0001] 本发明的实施方式涉及PET(Positron Emission Tomography,正电子放射断层造影)–MRI(Magnetic Resonance Imaging,磁共振成像)装置。

### 背景技术

[0002] 以往,在头部等的检查中,利用MRI装置的情况较多。另外,期待在头部的检查中,例如,在阿尔茨海默病的诊断中利用PET装置。因此,近年来,期待组合了PET装置与MRI装置的PET-MRI装置的实现。

[0003] 但是,由于在MRI装置中要使用强的高频磁场,因此,实现PET-MRI装置时,存在不能使用在以往的PET装置中用作光检测器的光电倍增管(Photomultiplier Tube:PMT)的制约。因此,有人提出了例如不使用PMT而使用了APD(Avalanche Photodiode:雪崩光电二极管)或SiPM(Silicon Photomultiplier:硅光电倍增管)等的PET–MRI装置。

[0004] 现有技术文献

[0005] 专利文献1:日本特表2008–525161号公报

### 发明内容

[0006] 然而,在以往的PET-MRI装置中,由于作为PET装置的构成要素的检测器以及信号线与作为MRI装置的构成要素的发送用高频线圈的干涉,有时会降低MR图像的SNR(Signal-to-Noise Ratio:信噪比)。

[0007] 实施方式的PET-MRI装置具备:静磁场磁铁、发送用高频线圈、倾斜磁场线圈、接收用高频线圈、MR图像重建部、检测部、PET图像重建部、高频屏蔽部。静磁场磁铁使略圆筒状的孔内发生静磁场。发送用高频线圈对放置于上述静磁场内的被检体施加高频磁场。倾斜磁场线圈对上述被检体施加倾斜磁场。接收用高频线圈检测由于施加上述高频磁场以及上述倾斜磁场而从上述被检体放射出的磁共振信号。MR图像重建部根据由上述接收用高频线圈检测到的磁共振信号来重建MR图像。检测部形成环状,被配置在上述发送用高频线圈的外周侧,具有以隔着上述静磁场的磁场中心的方式在上述孔的轴方向空出间隔地配置的至少两个PET检测部,并检测从被投放给上述被检体的正电子发射核素放射出的伽马射线。PET图像重建部根据基于由上述检测部检测到的伽马射线而生成的投影数据来重建PET图像。高频屏蔽部形成略圆筒状,并配置在上述发送用高频线圈与上述检测部之间,遮蔽通过上述发送用高频线圈发生的高频磁场。

[0008] 根据上述构成的PET-MRI装置,能够抑制PET检测器与发送用高频线圈的干涉导致的MR图像的画质劣化。

### 附图说明

[0009] 图1是表示本实施例1涉及的PET-MRI装置的结构图。

[0010] 图2是表示本实施例1涉及的PET检测器的周围的各部的配置的图。

- [0011] 图3是表示本实施例2涉及的PET检测器的周围的各部的配置的图(1)。  
[0012] 图4是表示本实施例2涉及的PET检测器的周围的各部的配置的图(2)。  
[0013] 图5是表示本实施例2涉及的PET检测器的周围的各部的配置的图(3)。  
[0014] 图6是表示本实施例2涉及的PET检测器的周围的各部的配置的图(4)。  
[0015] 图7是表示本实施例2涉及的PET检测器的周围的各部的配置的图(5)。

### 具体实施方式

[0016] 以下,参照附图,针对本实施方式涉及的PET-MRI装置详细地进行说明。

[0017] [实施例1]

[0018] 首先,针对本实施例1涉及的PET-MRI装置的结构进行说明。图1是表示本实施例1涉及的PET-MRI装置100的结构图。如图1所示,该PET-MRI装置100具有静磁场磁铁1、床2、倾斜磁场线圈3、倾斜磁场线圈驱动电路4、发送用高频线圈5、发送部6、接收用高频线圈7、接收部8、MR数据收集部9、计算机10、控制台11、显示器12、PET检测器13、信号线14、PET数据收集部15、PET图像重建部16、顺序控制器17、以及高频屏蔽部18。

[0019] 静磁场磁铁1使大致圆筒状的孔内发生静磁场。在此,孔形成为容纳静磁场磁铁1或倾斜磁场线圈3等的略圆筒状的台架的内壁。床2具有载置被检体P的顶板2a。在摄像时,该床2通过使顶板2a向孔内移动,来将被检体P移动到静磁场内。

[0020] 倾斜磁场线圈3对于被检体P,施加磁场强度在X、Y、Z方向上直线地变化的倾斜磁场 $G_x$ 、 $G_y$ 、 $G_z$ 。该倾斜磁场线圈3形成大致圆筒状,并被配置在静磁场磁铁1的内周侧。倾斜磁场线圈驱动电路4在顺序控制器17的控制下,驱动倾斜磁场线圈3。

[0021] 发送用高频线圈5根据从发送部6发送的高频脉冲,对置于静磁场内的被检体P施加高频磁场。该发送用高频线圈5形成略圆筒状,并被配置在倾斜磁场线圈3的内周侧。发送部6在顺序控制器17的控制下,对发送用高频线圈5发送高频脉冲。

[0022] 接收用高频线圈7检测通过施加高频磁场以及倾斜磁场而从被检体P放射出的磁共振信号。例如,接收用高频线圈7是根据摄像对象的部位而被配置在被检体P的表面的表面线圈。例如,当对被检体P的体部进行摄像时,在被检体的上部以及下部配置两个接收用高频线圈7。接收部8在顺序控制器17的控制下,接收通过接收用高频线圈7检测到的磁共振信号。并且,接收部8将接收到的磁共振信号送至MR数据收集部9。

[0023] MR数据收集部9在顺序控制器17的控制下,收集从接收部8送出的磁共振信号。并且,MR数据收集部9将收集到的磁共振信号放大以及检波之后进行A/D变换,并送至计算机10。计算机10通过控制台11进行控制,并根据从MR数据收集部9送出的磁共振信号来重建MR图像。并且,计算机10使重建后的MR图像显示于显示器12。

[0024] PET检测器13将从被投放给被检体P的正电子发射核素放射出的伽马射线(包含湮没放射线)作为计数信息来检测。该PET检测器13形成环状,并被配置在发送用高频线圈5的外周侧。例如,PET检测器13通过将具有闪烁体与光检测器的检测器模块配置成环状而形成。在此,闪烁体例如是LYSO(Lutetium Yttrium Oxyorthosilicate:硅酸镱钇)、LSO(Lutetium Oxyorthosilicate:硅酸镱)、LGSO(Lutetium Gadolinium Oxyorthosilicate:硅酸镱-钆)等。另外,光检测器例如是APD(Avalanche Photodiode:雪崩光电二极管)元件、SiPM(Silicon Photomultiplier:硅光电倍增管)等。并且,PET检测器13将检测到的计数信

息经由信号线14送至PET数据收集部15。

[0025] PET数据收集部15在顺序控制器17的控制下,生成同时计数信息。该PET数据收集部15使用通过PET检测器13检测到的伽马射线的计数信息,将大致同时检测从正电子发射核素放射出的伽马射线的计数信息的组合生成成为同时计数信息。

[0026] PET图像重建部16将通过PET数据收集部15生成的同时计数信息作为投影数据来重建PET图像。通过该PET图像重建部16重建后的PET图像发送至计算机10并显示于显示器12。顺序控制器17通过计算机10来接受摄像时所执行的各种摄像顺序信息,并控制上述的各部。

[0027] 在这样的构成下,在本实施例1中,在发送用高频线圈5与PET检测器13之间,配置形成略圆筒状的高频屏蔽部18。即,高频屏蔽部18被配置在PET检测器13的内周侧,遮蔽由发送用高频线圈5发生的高频磁场。由此,由于PET检测器13不会暴露于高频磁场,因此,抑制高频磁场的损失。

[0028] 接着,针对PET检测器13的周围的各部的配置进行说明。图2是表示本实施例1涉及的PET检测器13的周围的各部的配置的图。

[0029] 如图2所示,在本实施例1中,倾斜磁场线圈3被配置在静磁场磁铁1的内周侧。并且,在倾斜磁场线圈3的内周侧,与倾斜磁场线圈3之间以隔着PET检测器13的方式,配置高频屏蔽部18。另外,在高频屏蔽部18的内周侧,配置发送用高频线圈5与接收用高频线圈7。另外,图2所示的点20表示静磁场的磁场中心。另外,图2所示虚线所包围的区域21表示MR图像的有效摄像区域。

[0030] 根据这样的配置,由于PET检测器13被配置在高频屏蔽部18与倾斜磁场线圈3之间,因此,能够防止由发送用高频线圈5发生的高频磁场与PET检测器13的干涉。

[0031] 另外,如图2所示,在本实施例1中,与PET检测器13连接的信号线14被布线在高频屏蔽部18的外周侧。该信号线14传送从PET检测器13输出的信号或输入PET检测器13的控制信号。由此,能够使由发送用高频线圈5发生的高频磁场与在信号线14内流动的信号不发生干涉。

[0032] 如上述那样,本实施例1涉及的PET-MRI装置100具备:静磁场磁铁1、发送用高频线圈5、倾斜磁场线圈3、接收用高频线圈7、计算机10、PET检测器13、PET图像重建部16、高频屏蔽部18。静磁场磁铁1使略圆筒状的孔内发生静磁场。发送用高频线圈5对置于静磁场内的被检体P施加高频磁场。倾斜磁场线圈3对被检体P施加倾斜磁场。接收用高频线圈7检测由于施加高频磁场以及倾斜磁场而从被检体P发射的磁共振信号。计算机10根据通过接收用高频线圈7检测到的磁共振信号来重建MR图像。PET检测器13形成环状,并被配置在发送用高频线圈5的外周侧,检测从被投放给被检体P的正电子发射核素放射出的伽马射线。PET图像重建部16根据基于由PET检测器13检测到的伽马射线而生成的投影数据来重建PET图像。高频屏蔽部18形成大致圆筒状,并被配置在发送用高频线圈5与PET检测器13之间,遮蔽由发送用高频线圈5发生的高频磁场。根据这样的构成,由于PET检测器13被配置在高频屏蔽部18与倾斜磁场线圈3之间,因此,能够防止由发送用高频线圈5发生的高频磁场与PET检测器13的干涉。从而,根据本实施例1,能够抑制PET检测器与发送用高频线圈的干涉导致的MR图像的画质劣化。

[0033] [实施例2]

[0034] 另外,PET检测器13的周围的各部的配置并不限定于图2所示的配置。以下,作为实施例2,针对与PET检测器13的周围的各部的配置相关的其他的实施例进行说明。图3~7是表示本实施例2涉及的PET检测器13的周围的各部的配置的图。

[0035] 如图3所示,例如,高频屏蔽部18也可以配置在PET检测器13的外周侧。此时,PET检测器13与高频屏蔽部18的内壁电连接。另外,在PET检测器13的表面,以覆盖PET检测器13的露出面的方式形成高频屏蔽部22。由此,能够防止由发送用高频线圈5发生的高频磁场与PET检测器13的干涉。另外,与图2所示的配置相比较,由于高频屏蔽部18的内径变大,因此,能够扩大孔的开口部附近的的空间。由此,能够抑制被检体P所感到的封闭感。

[0036] 另外,如图4所示,例如,两个PET检测器13也可以以隔着静磁场的磁场中心20的方式在孔的轴方向空出间隔地配置。一般而言,如果高频屏蔽部18被配置在发送用高频线圈5的附近,则由于被动地流入高频屏蔽部18的高频电流,在MR图像的摄像中有效的高频磁场的强度会变弱。对此,在图4所示的配置中,由于PET检测器13没有被配置在静磁场的磁场中心20的附近,因此,在静磁场磁铁1的中心部,能够确保高频屏蔽部18与发送用高频线圈5的距离。由此,能够防止MR图像的有效摄影区域21中的高频磁场的强度的降低。另外,在图4中,示出了配置两个PET检测器13的情况,但PET检测器13的数量也可以是3个以上。

[0037] 另外,如图5所示,例如,与PET检测器13连接的信号线14也可以被布线在高频屏蔽部18的内周侧。此时,例如,当信号线14是同轴电缆时,如图6所示,同轴电缆的外侧的导体与高频屏蔽部18电连接。例如,同轴电缆的外侧的导体经由导体所形成的连接部23与高频屏蔽部18连接。该连接部23例如由钎料形成。由此,能够防止在信号线14内流动的信号与高频磁场的干涉。另外,例如,如图7所示,也可以以覆盖信号线14的方式形成高频屏蔽部24。此时,即使在使用不是同轴电缆的信号线25的情况下,也能够防止在信号线25内流动的信号与高频磁场的干涉。

[0038] 如上述那样,根据实施例1或2,能够实现一种能够抑制PET检测器与发送用高频线圈的干涉导致的MR图像的画质劣化的PET-MRI装置。

[0039] 虽然说明了本发明的几个实施方式,但这些实施方式是作为例子而提示的,并不是为了限定本发明的范围。这些实施方式能够以其他各种形态进行实施,在不脱离发明的要旨的范围内,能够进行各种省略、置换、变更。这些实施方式或其变形与包含于发明的范围或要旨中相同,包含于权利要求书记载的发明及其等同的范围内。

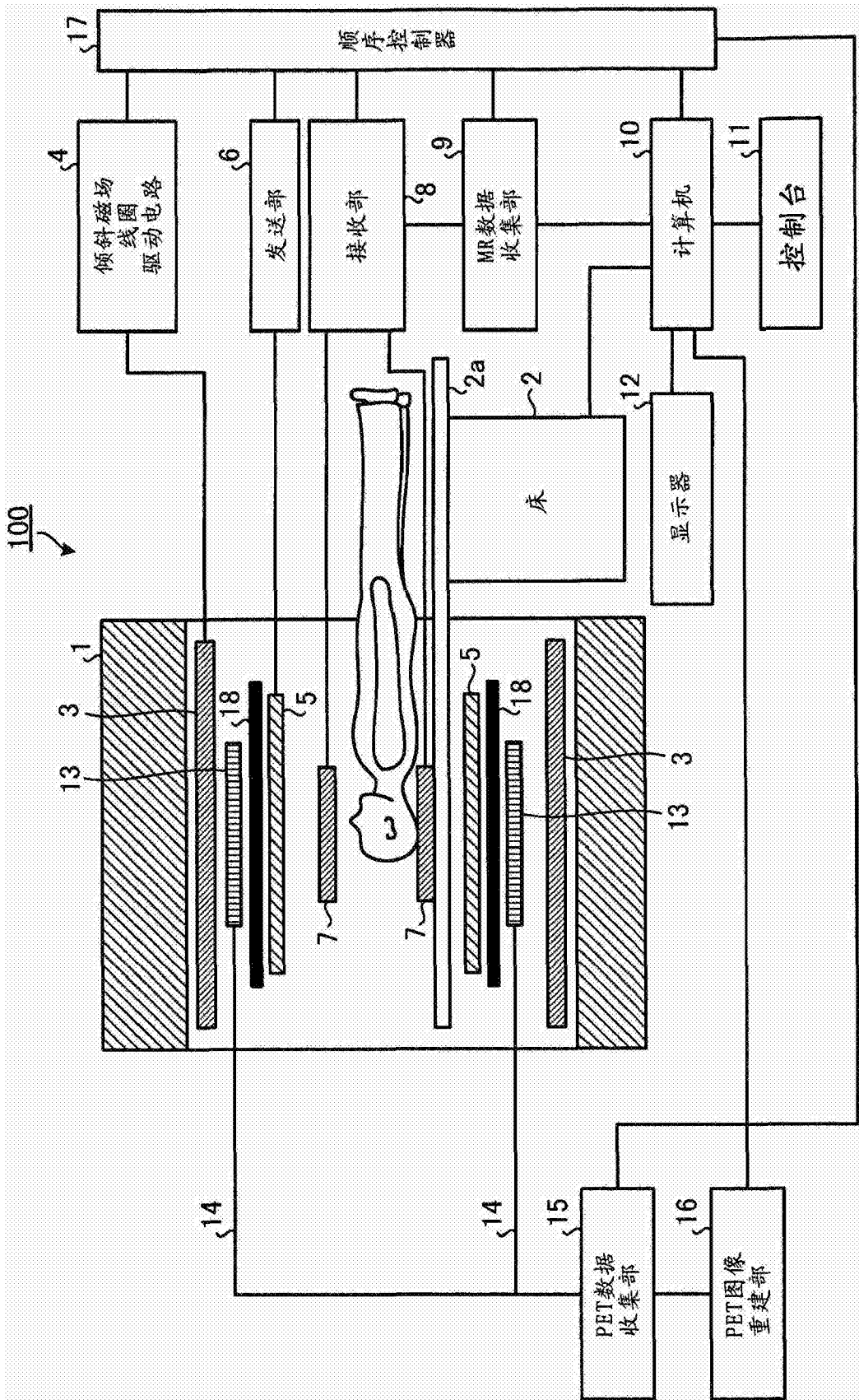


图1

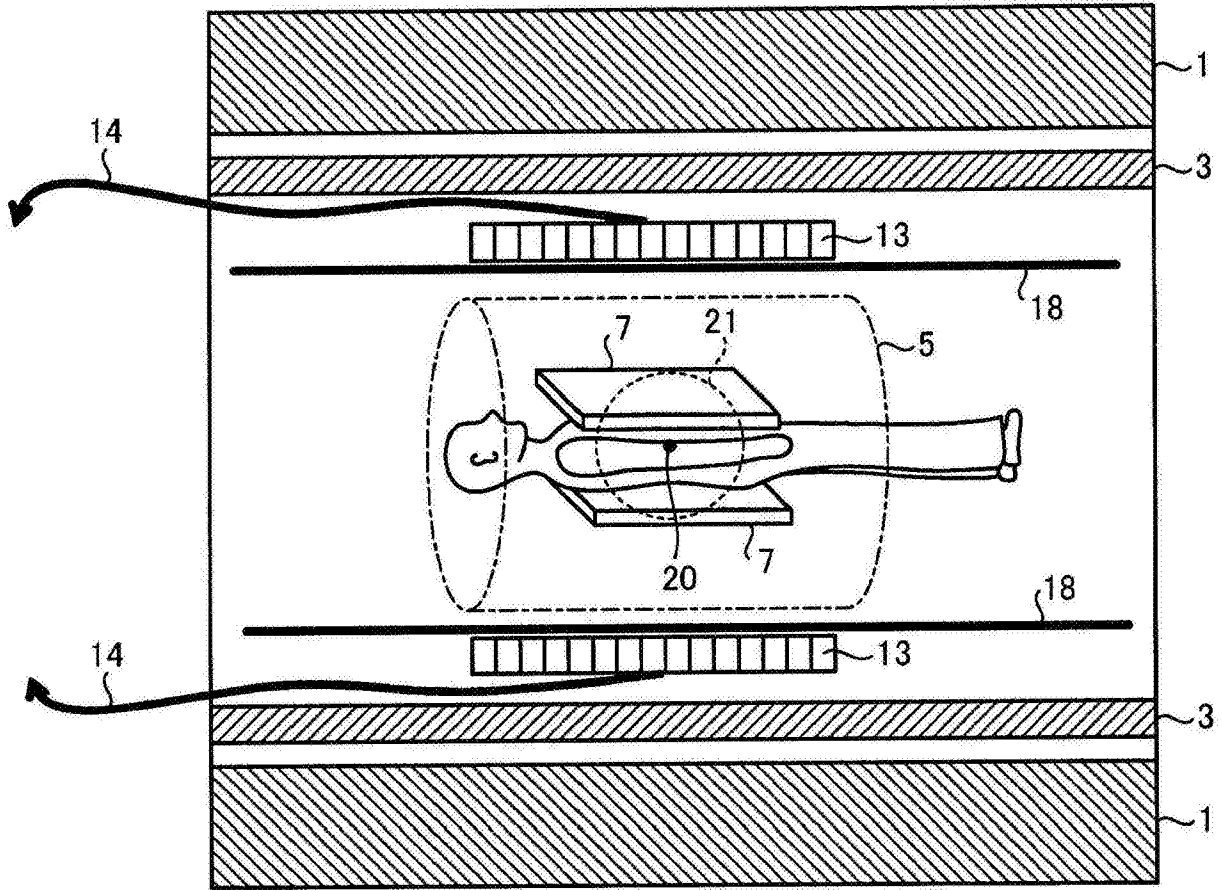


图2



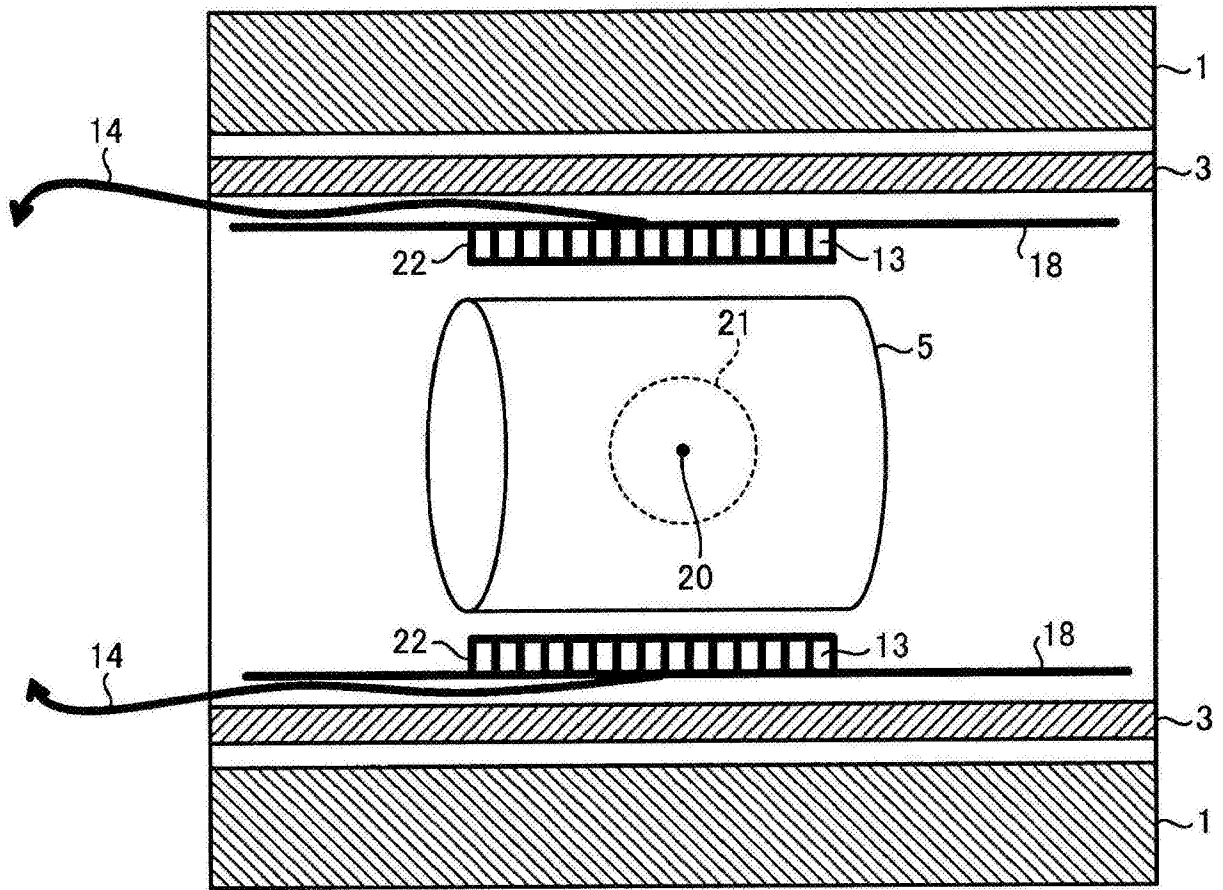


图3

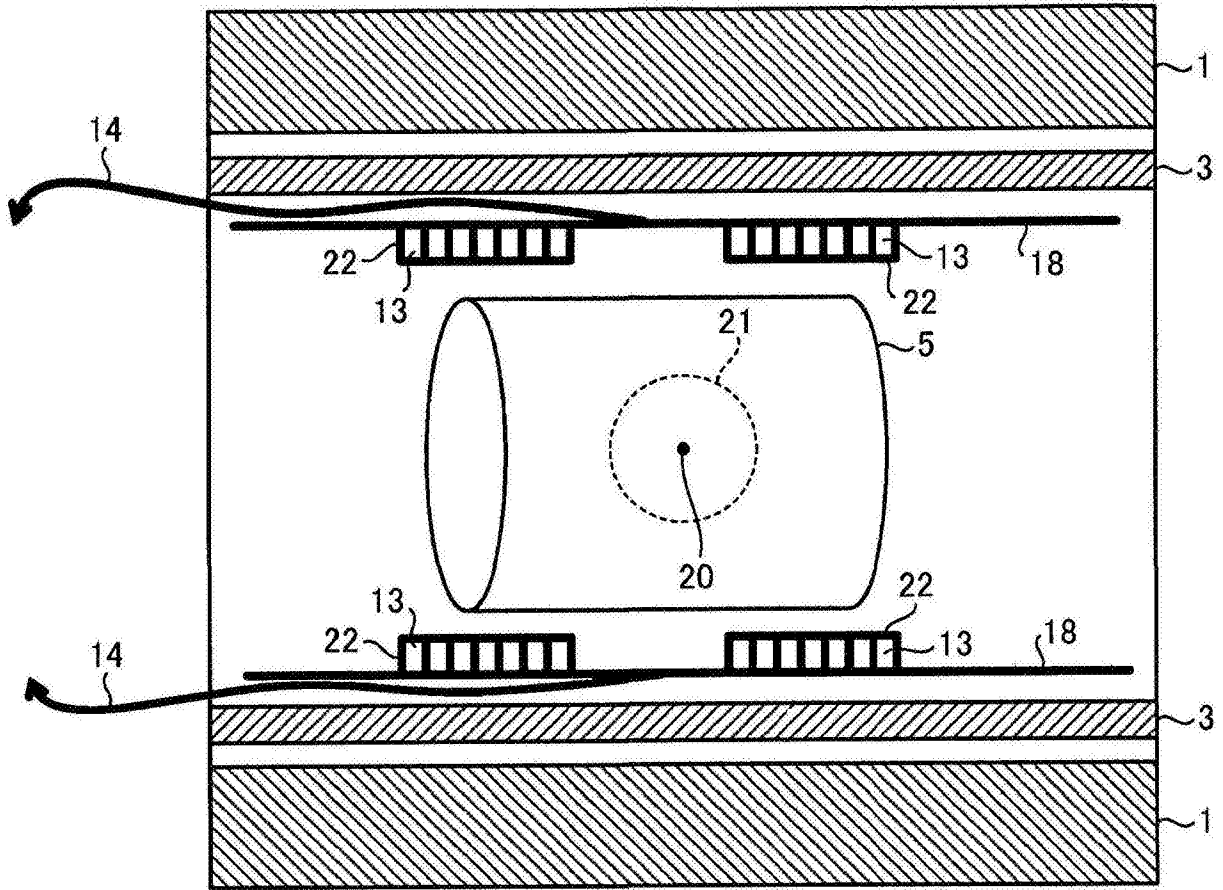


图4

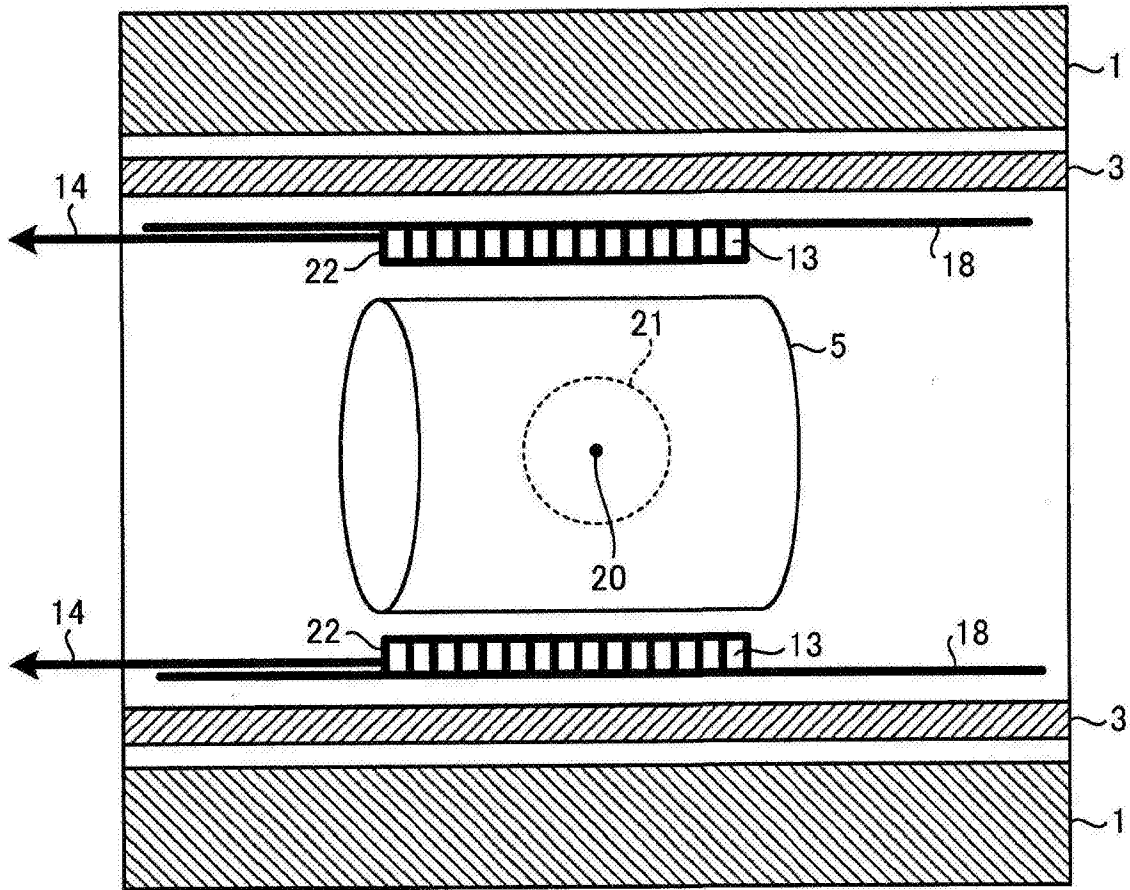


图5

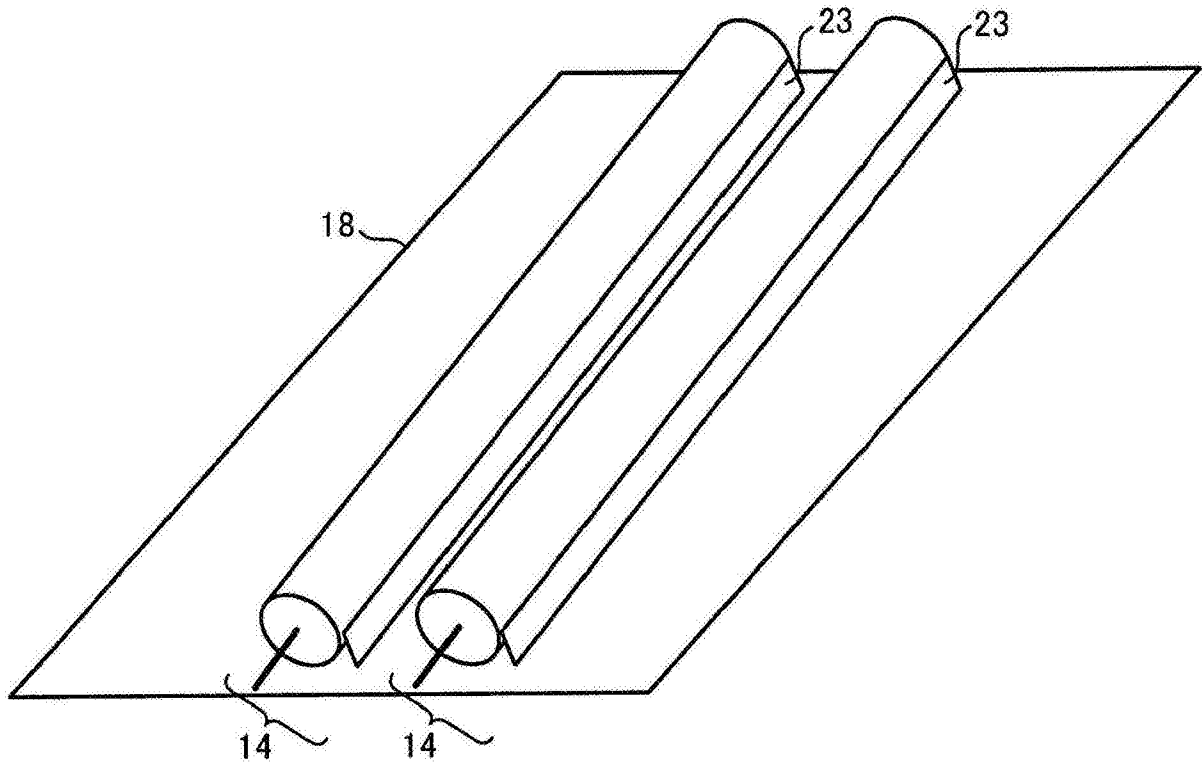


图6

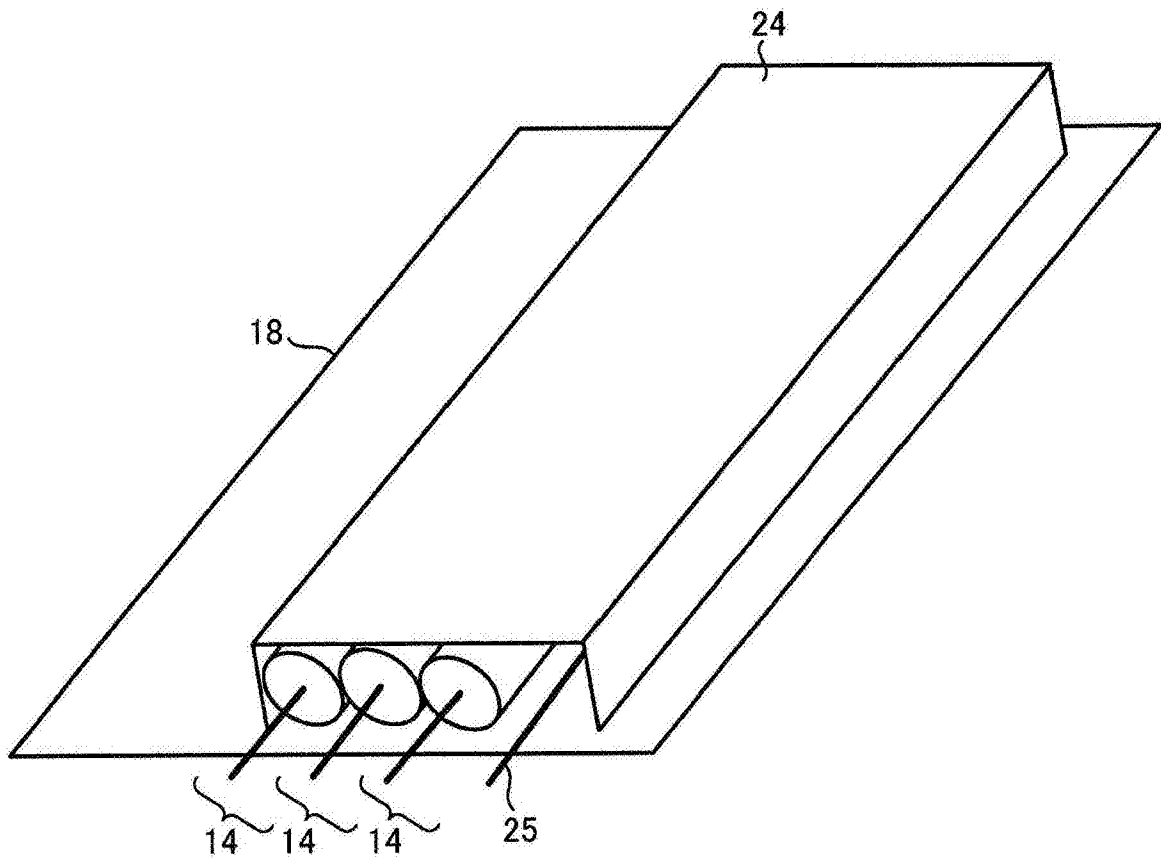


图7